



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 102 41 210 A1 2004.03.25

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 102 41 210.3  
(22) Anmeldetag: 05.09.2002  
(43) Offenlegungstag: 25.03.2004

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61B 3/00**  
A61B 3/107, G02C 7/04, G01M 11/02

(71) Anmelder:  
Technovision GmbH Gesellschaft für die  
Entwicklung medizinischer Technologie, 85622  
Feldkirchen, DE

(72) Erfinder:  
Hohla, Kristian, Dr., 85591 Vaterstetten, DE;  
Jansen, Birte, 80995 München, DE; Youssefi,  
Gerhard, Dr., 84028 Landshut, DE

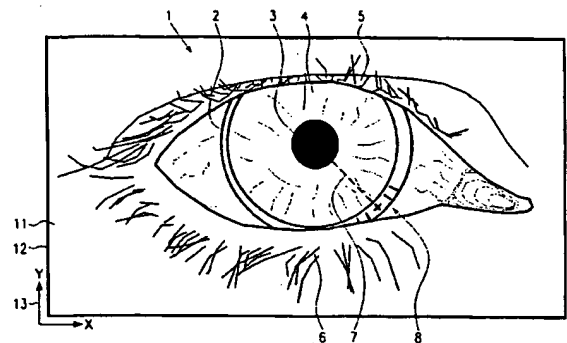
(74) Vertreter:  
Grünecker, Kinkeldey, Stockmair &  
Schwanhäusser, 80538 München

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen:

(54) Bezeichnung: Vorrichtung und Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen an ein Auge

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen an ein Auge sowie auf ein Gerät, das zur Durchführung eines solchen Verfahrens einsetzbar ist. Gegenüber herkömmlichen Verfahren besteht die Verbesserung darin, dass beim erfindungsgemäßen Verfahren die Lage einer Kontaktlinse auf dem Auge über eine Mehrzahl von Messzeitpunkten ermittelt und aus den Lagedaten mindestens ein Wert errechnet wird, der anschließend einer Linsenbearbeitung oder -auswahl zugrunde gelegt wird.



## Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen an ein Auge.

[0002] Werden einem Patienten zur Korrektur einer Fehlsichtigkeit sphärische Kontaktlinsen angepasst, so wird üblicherweise nur der Grad der zu korrigierenden Fehlsichtigkeit berücksichtigt, d.h. die Stärke der Myopie oder Hyperopie. Die tatsächliche Lage, die die Kontaktlinse später auf dem Auge einnimmt, bleibt unbeachtet, da die Kontaktlinse in der kompletten optischen Zone dieselbe Krümmung und damit auch die selben optischen Eigenschaften besitzt. Liegt die Kontaktlinse nicht direkt auf der optischen Achse des Auges, also zentrisch vor der Pupille des Patienten, so erzeugt sie eine prismatische Aberration. Diese Aberration wird herkömmlicherweise hingenommen, da sie nur zu einer leichten Beeinträchtigung der Sehqualität führt.

[0003] Die translatorische Abweichung des Kontaktlinsenmittelpunktes vom Pupillenmittelpunkt und damit auch von der optischen Achse des Auges wird als Dezentrierung bezeichnet. Der Nachteil einer solchen Dezentrierung wird besonders groß bei der Anpassung von refraktiven Multifokalkontaktlinsen, d.h. Kontaktlinsen mit Bereichen unterschiedlicher Brennweiten. Bei der Anpassung solcher Kontaktlinsen muss bisher durch Ausprobieren eine Kontaktlinse ermittelt werden, die möglichst zentrisch vor der Pupille des Patienten liegt.

[0004] Soll mit der Kontaktlinse ein Hornhautastigmatismus – eine Hornhautverkrümmung mit folglich zwei verschiedenen Krümmungsradien der Hornhaut – korrigiert werden, so wird eine torische, beziehungsweise zylindrische Kontaktlinse angepasst. Sie weist eine sogenannte Zylinderachse auf, die der Richtung ihrer minimalen oder maximalen Brechkraft entspricht. Diese Zylinderachse erstreckt sich vom Kontaktlinsenmittelpunkt aus in radialer Richtung. Um einen Hornhautastigmatismus korrigieren zu können, muss die Zylinderachslage der Kontaktlinse auf dem Auge stabil sein. Torische Kontaktlinsen weisen daher eine Richtungsstabilisation auf. Sie erfolgt z. B. durch Einarbeitung eines Prismas in die Kontaktlinse, das den unteren, optisch nicht genutzten Bereich der Kontaktlinse beschwert. Aufgrund der Gravitation rotiert die Kontaktlinse im Auge so lange, bis der durch das Prisma beschwerte Tragerand inferior zur Ruhe kommt.

[0005] Eine weitere bekannte Methode der Richtungsstabilisation ist die inferiore und superiore Abflachung des Tragerandes der Kontaktlinse. Durch den Lidschlag dreht sich die Linse so lange auf dem Auge, bis die abgeflachten Bereiche beim Lidschlag unter Ober- und Unterlid zum Liegen kommen.

[0006] Diese Methoden der Richtungsstabilisation sind auch bei sphärischen Kontaktlinsen einsetzbar. Zur Kennzeichnung der Rotationslage der Kontaktlinse ist häufig eine Markierung, beispielsweise eine

Gravur, an der Kontaktlinse angebracht. Die Verbindungsgerade zwischen dem Kontaktlinsenmittelpunkt und der Markierung kann als Markierungsachse bezeichnet werden. Zur Vereinfachung wird im Folgenden statt des Begriffs „Markierungsachse“ nur noch der Begriff „Achse“ verwendet.

[0007] Eine richtungsstabilisierte Kontaktlinse sollte nach einer etwa halbstündigen Tragezeit in ihrer Achslage stabil sein. Nach dieser Tragezeit wird die Kontaktlinse an einer Spaltlampe im Patientenauge betrachtet. Die Achslage kann dann entweder unmittelbar in einem Messokular an der Spaltlampe festgestellt werden, oder durch Drehen der Spaltlampe in die durch die Markierung angegebene Lage und nachfolgendes Vermessen der Spaltlampendrehung. Für das Vermessen der Achslage wird ein sogenanntes Tabo-Schema zu Grunde gelegt. Die 0°-Achse des Tabo-Schemas liegt horizontal auf drei Uhr. Von dort aus werden die Winkel gegen den Uhrzeigersinn berechnet. Verläuft beispielsweise die Achse der Kontaktlinse vom Kontaktlinsenmittelpunkt aus senkrecht nach unten, so entspricht dies im Tabo-Schema einer Achslage von 270°. Es kann vorkommen, dass die Messung der Achslage unmöglich ist, weil die Kontaktlinse weiterhin zu stark rotiert. In diesem Fall muss durch Ausprobieren eine stabiler sitzende Linse gefunden werden.

[0008] Trotz einer Richtungsstabilisation der Kontaktlinse ist eine Vorhersage über die genaue Achslage, die eine Kontaktlinse im Auge einnehmen wird, bisher unmöglich. Die tatsächliche Stabilisationsrichtung hängt von vielen patientenspezifischen Faktoren ab, beispielsweise der Lidspannung, dem Tränenfilm oder der Form des Augenlides. Daher kann auf eine individuelle Anpassung nicht verzichtet werden. Die oben beschriebenen, bisher eingesetzten Anpassungsverfahren sind jedoch für den Patienten und den Anpasser, beispielsweise einen Augenarzt oder Optiker, sehr unbefriedigend, da sie zumindest teilweise auf einem Ausprobieren beruhen. Ein solcher Prozess ist naturgemäß unzuverlässig und zeitaufwendig.

[0009] Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, bekannte Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen an ein Auge dahingehend zu verbessern, dass das Verfahren zuverlässiger wird. Eine zweite Aufgabe besteht in der Bereitstellung einer Vorrichtung, mittels derer das Anpassverfahren durchführbar ist.

[0010] Die erste Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Die zweite Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 34.

[0011] Zuverlässiger gegenüber dem herkömmlichen Verfahren wird das erfindungsgemäße Verfahren vor allem dadurch, dass die Lage der Kontaktlinse auf dem Auge zu einer Vielzahl von Messzeitpunkten berücksichtigt wird. Die gemessenen Lagedaten können dabei die Dezentrierung der Kontaktlinse und/oder bei richtungsstabilisierten Kontaktlinsen deren Achslage umfassen. Das erfindungsgemäße Ver-

fahren wird zudem dadurch aussagekräftiger, dass ein sich aus der Lage der Kontaktlinse ergebender Wert nicht durch Ausprobieren gefunden wird, sondern errechnet wird. Ein solcher Wert ermöglicht einen Vergleich der Lagedaten zwischen verschiedenen Patienten und/oder Kontaktlinsentypen. Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht es, dem Patienten eine geeignetere Kontaktlinse anzupassen.

[0012] Anhand des berechneten Wertes ist es beispielsweise möglich, denjenigen Kontaktlinsentyp auszuwählen, der die geringste Dezentrierung auf dem Patientenauge aufweist. Auch bei sphärischen Kontaktlinsen muss damit der Nachteil eines leichten Prismas wegen einer Dezentrierung der Kontaktlinse nicht länger hingenommen werden.

[0013] Noch wichtiger ist der errechnete Wert jedoch im Hinblick auf die Herstellung kunden- bzw. patientenspezifischer Kontaktlinsen. Ist die stabile Lage einer Kontaktlinse auf einem Auge festgestellt, so kann anhand der aus den Lagedaten berechneten Werte eine Nachbearbeitung dieser Linse oder eines herstellungsgleichen Rohlings so durchgeführt werden, dass die Nachbearbeitung oder Bearbeitung die Lage der Kontaktlinse in Bezug auf die optische Achse des Auges und/oder einen Hornhautastigmatismus berücksichtigt.

[0014] Ein besonders aussagekräftiger Wert ergibt sich dann, wenn aus den Lagedaten über eine Mehrzahl von Messzeitpunkten ein Mittelwert berechnet wird.

[0015] Eine alternative Möglichkeit besteht darin, eine Häufigkeitsverteilung der Messwerte anzulegen und das Maximum dieser Häufigkeitsverteilung zu berechnen. Damit bleiben stark abweichende Messwerte unberücksichtigt.

[0016] Sowohl für die Bestimmung der Dezentrierung, als auch für die Bestimmung der Achslage kann es erforderlich sein, den Ort des Kontaktlinsenmittelpunktes festzustellen. Bevorzug geschieht dies dadurch, dass der Ort des Kontaktlinsenmittelpunktes anhand des Randes der Kontaktlinse und/oder mindestens einer peripheren Markierung auf der Kontaktlinse bestimmt wird. Somit ist es nicht nötig, den Kontaktlinsenmittelpunkt selbst durch eine möglicherweise sichtbehindernde Markierung zu kennzeichnen.

[0017] Vorteilhafterweise wird nicht nur ein Absolutbetrag der Dezentrierung der Kontaktlinse gegenüber einem Referenzpunkt auf dem Auge bestimmt, sondern es werden die Dezentrierungen der Kontaktlinse in horizontaler und/oder vertikaler Richtung gegenüber dem Referenzpunkt bestimmt. Eine solche Unterscheidung erhöht die Aussagekraft des Verfahrens weiter, da sich die Kontaktlinse wegen des Lid-schlages in vertikaler Richtung anders verhält als in horizontaler Richtung.

[0018] Bei der Dezentrierungsmessung ist ein besonders guter Referenzpunkt auf dem Auge der Pupillenmittelpunkt, da durch ihn die optische Achse des Auges hindurchläuft. Sowohl eine Linsenaus-

wahl, als auch eine Linsbearbeitung erfolgen vorzugsweise im Hinblick auf die optische Achse des Auges. Beispielsweise können bei der Dezentrierungsmessung die Koordinaten des Kontaktlinsenmittelpunktes im Bezug auf die Koordinaten des Pupillenmittelpunktes gemessen werden.

[0019] Der Pupillenmittelpunkt kann beispielsweise bestimmt werden, indem anhand des Randes der Pupille auf den Pupillenmittelpunkt zurückgeschlossen wird.

[0020] Eine Alternative zur Verwendung des Pupillenmittelpunktes als Referenzpunkt auf dem Auge besteht darin, vor der Dezentrierungsmessung einen künstlichen Referenzpunkt an einem definierten Ort auf dem Auge aufzubringen. Dabei kann es sich beispielsweise um eine Farbmarkierung oder eine lokale Einkerbung der Hornhaut handeln.

[0021] Zur Ermittlung der Markierungsachslage der Kontaktlinse in einem auf das Auge bezogenen XY-Koordinatensystem stehen verschiedene Verfahrensschritte zur Verfügung. Beispielsweise könnte auf der Kontaktlinse eine Markierung angebracht sein, die eine zur Achse definierte (z.B. parallele) Vorzugsrichtung aufweist. Sobald diese Vorzugsrichtung erkannt ist, ist damit gleichzeitig die Achslage der Kontaktlinse ermittelt. Eine solche Markierung könnte beispielsweise ein Pfeil sein oder ein Kreuz, dessen einer Arm verlängert ist.

[0022] Denkbar wäre es auch, die Achslage dadurch zu ermitteln, dass die Koordinaten des Kontaktlinsenmittelpunktes und einer an der Kontaktlinse angebrachten Markierung bestimmt werden. Durch diese Koordinaten kann eine Verbindungsgerade gelegt werden, die damit der Lage der Achse entspricht.

[0023] Eine weitere Möglichkeit bestünde darin, die Koordinaten von mindestens zwei an der Kontaktlinse angebrachten Markierungen zu bestimmen, deren Lage zueinander und zur Zylinderachse bekannt ist. Aus den Koordinaten kann dann die Achslage der Kontaktlinse berechnet werden.

[0024] Das erfindungsgemäße Verfahren kann erheblich schneller durchgeführt werden, wenn die Dezentrierungsdaten und die Achslagedaten zu denselben Messzeitpunkten ermittelt werden.

[0025] Besonders elegant wird das erfindungsgemäße Anpassungsverfahren dadurch, dass an jedem Messzeitpunkt eine fotografische Aufnahme erstellt und aus der Aufnahme die Lagedaten der Kontaktlinse ermittelt werden. Dies ist der erste Schritt zu einer Automatisierung und damit Beschleunigung des Verfahrens.

[0026] Bei der Ermittlung der Lagedaten kann eine Schwierigkeit darin bestehen, dass mit der Kontaktlinse die Lage eines transparenten Körpers ermittelt werden soll. Der Kontrast der Aufnahme, beispielsweise im Hinblick auf den Kontaktlinsenrand oder Markierungen auf der Kontaktlinse, kann jedoch durch eine geeignete Wahl der Beleuchtung erhöht werden. Beispielsweise kann genau von vorne einfallendes und/oder polarisiertes und/oder monochroma-

tisches Licht eingesetzt werden. Statt exakt von vorne könnte das Licht auch unter einem Winkel auf das Auge eingestrahlt werden.

[0027] In einer besonderen Variante des Verfahrens werden an einem Messzeitpunkt schnell nacheinander (z.B. in Abständen von einigen hundert Mikrosekunden oder 1 – 2 ms) mehrere fotografische Aufnahmen erstellt, bei denen das Licht unter unterschiedlichen Winkeln einfällt. Eine Markierung auf der Außenseite der Kontaktlinse wird dabei einen Schatten auf die Augenoberfläche werfen, der je nach Einstrahlwinkel des Lichtes anders liegt. Anschließend wird aus der Wanderung des Schattens der Markierung die genaue Lage der Markierung auf der Kontaktlinse ermittelt. Besonders einfach durchführbar ist dies, wenn sich die Markierung bis zum Rand der Kontaktlinse erstreckt. Da der Kontaktlinsenrand unmittelbar auf dem Auge aufliegt, wandert der Schatten der Markierung an dieser Stelle nicht. Aus dem Vergleich mehrerer Aufnahmen kann so sehr einfach der Ort erkannt werden, an dem die Markierung den Kontaktlinsenrand schneidet.

[0028] Vorzugsweise ist das Bildfeld der Aufnahmen so groß, dass es die gesamte Kontaktlinse erfasst. Dies erhöht die Genauigkeit der gemessenen Lagedaten und der daraus berechneten Werte.

[0029] In einer vorteilhaften Variante der Erfindung werden die Aufnahmen mit einer Digitalkamera erstellt. Die in digitaler Form vorliegenden Aufnahmen können besonders gut weiter bearbeitet und beispielsweise gespeichert werden.

[0030] Insbesondere erlauben es digitale Aufnahmen, je zwei Aufnahmen mit unterschiedlicher Beleuchtung in einem Rechner voneinander zu subtrahieren, um den Kontrast der so berechneten Aufnahme weiter zu erhöhen. Es hat sich gezeigt, dass bestimmte Kontaktlinsenmaterialien im blauen Spektralbereich ein Transmissionsminimum aufweisen.

[0031] Die Umgebung der Kontaktlinse kann daher rechnerisch dadurch abgedunkelt werden, dass eine mit monochromatischem Licht beim Transmissionsminimum erstellte Aufnahme von einer mit einer anderen Beleuchtung erstellten Aufnahme subtrahiert wird.

[0032] Ferner können die Aufnahmen spektral zerlegt werden, d.h. in ihre blauen, roten und grünen Anteile, wenn eine Farbkamera verwendet wird. Eine gefärbte Markierung ist dann in einem Spektralanteil besonders gut erkennbar.

[0033] Ein besonders großer Vorteil digitaler Aufnahmen besteht darin, dass die Lagedaten der Kontaktlinse durch ein Computerprogramm ermittelt werden können. Beispielsweise kann dazu ein mustererkennendes Programm eingesetzt werden, das die Markierungen auf der Kontaktlinse erkennt und/oder aus dem Rand der Kontaktlinse oder Pupille den jeweiligen Mittelpunkt berechnet.

[0034] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Belichtungszeit pro Aufnahmen höchstens 25 Millisekunden (ms) beträgt, da die Bewegung der Kontakt-

linse während dieser Zeit vernachlässigt werden kann.

[0035] Besonders zweckmäßig ist es, die Aufnahmen mit einer Repetitionsrate von wenigstens 5 Hz zu erstellen. Zwischen je zwei Lidschlägen kann damit eine Vielzahl von Aufnahmen erstellt werden, auf denen die Kontaktlinse zumindest teilweise sichtbar ist und die damit eine Bestimmung der Lagedaten ermöglichen.

[0036] Um die berechneten Werte nicht durch ungenaue Messungen zu verfälschen, werden vorzugsweise diejenigen Aufnahmen aussortiert, auf denen die Pupille zumindest teilweise vom Augenlid verdeckt ist. Zum einen ist auf diesen Aufnahmen die Bestimmung des Pupillenmittelpunktes nicht oder nur ungenau möglich. Zum anderen ist davon auszugehen, dass bei diesen Aufnahmen auch ein großer Teil der Kontaktlinse vom Augenlid verdeckt ist.

[0037] Besonders einfach ist es, die Aufnahmen mittels eines Computerprogramms auszusortieren. Beispielsweise kann es diejenigen Aufnahmen aussortieren, auf denen der Rand der Pupille nicht durchgängig zu erkennen ist.

[0038] Als vorteilhafte Variante der Erfindung wird vorgeschlagen, zur Berechnung des Wertes aus den Lagedaten nur diejenigen Messzeitpunkte zu berücksichtigen, bei denen sich die Kontaktlinse zwischen zwei Lidschlägen in etwa in ihrer Ruhestellung befindet. Diese Ruhestellung der Kontaktlinse ist für das Sehen entscheidend, so dass es vorteilhaft ist, sie zur Linsenauswahl oder -bearbeitung besonders stark zu berücksichtigen. Bei dieser Variante der Erfindung werden Messungen, die zu Beginn oder am Ende eines Lidschlages erfolgt sind, nicht weiter berücksichtigt.

[0039] Die Ruhestellung der Kontaktlinse kann beispielsweise dadurch festgestellt werden, dass die Lagedaten je zwei aufeinanderfolgender Messzeitpunkte voneinander subtrahiert werden und das Minimum der so gebildeten Differenzen ermittelt wird, um die Konvergenz in der Lage festzustellen. Auf diese Weise werden unabhängig von der Bewegung des Lides diejenigen Messungen ermittelt, zwischen denen sich die Kontaktlinse nur geringfügig verschoben oder gedreht hat. Dazu ist es zweckmäßig, wenn zwischen zwei Messzeitpunkten jeweils eine konstante Zeitdifferenz besteht.

[0040] Eine weitere wichtige Aussage kann gewonnen werden, indem über die zur Errechnung des Wertes aus den Lagedaten der Kontaktlinse herangezogenen Messungen die Standardabweichung ermittelt wird. Die Größe der Standardabweichungen erlaubt eine Aussage darüber, mit welcher Genauigkeit die Kontaktlinse die berechnete Lage einhält. Auf diese Weise können Kontaktlinsen ausgewählt werden, die besonders zuverlässig in einer bestimmten Lage verharren.

[0041] Weiterhin besteht die Möglichkeit, nach den Messungen denjenigen Messzeitpunkt zu ermitteln, bei dem die gemessene mittlere Dezentrierung

und/oder Achslage der Kontaktlinse von dem errechneten Wert am geringsten abweicht. Die Messung an diesem Messzeitpunkt kann damit als exemplarische Messung herausgegriffen werden.

[0042] In einer weiteren Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens wird mit auf dem Auge aufsitzender Kontaktlinse an einem oder mehreren Messzeitpunkten eine Wellenfrontmessung durchgeführt. Die daraus gewonnenen Daten können gemeinsam mit den aus den Lagedaten ermittelten Werten bei der Herstellung einer kundenspezifischen Kontaktlinse berücksichtigt werden.

[0043] Insbesondere ist es denkbar, dass Wellenfrontmessungen und Messungen der Lage der Kontaktlinse gleichzeitig erfolgen. Zum einen wird das Verfahren dadurch beschleunigt, da die Messungen nicht nacheinander stattfinden müssen, vor allem können jedoch die gemessenen Wellenfronten genau mit der jeweiligen Lage der Kontaktlinse korreliert werden.

[0044] Die Messung von Wellenfronten an einer Mehrzahl unterschiedlicher Messzeitpunkte bietet zudem die Möglichkeit, aus den Messungen einen Mittelwert der Wellenfront zu berechnen, der anschließend der Nachbearbeitung der Kontaktlinse oder eines Kontaktlinsenrohlings zu Grunde gelegt werden kann.

[0045] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird nicht nur ein Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen an ein Auge zur Verfügung gestellt, sondern auch eine Vorrichtung, die zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens einsetzbar ist. Eine solche Vorrichtung kann beispielsweise in einer Augenklinik oder bei einem Augenarzt oder Optiker zur Anpassung von Kontaktlinsen eingesetzt werden. Sie umfasst zumindest eine Messeinheit zur Lagemessung einer Kontaktlinse und einen Rechner zum Berechnen eines Wertes aus den Lagedaten.

[0046] Vorzugsweise weist die Vorrichtung selbst eine Kamera auf, mit der die Aufnahmen erstellt werden, beispielsweise eine Digitalkamera.

[0047] Ferner kann die Vorrichtung selbst mindestens eine gerichtete Lichtquelle aufweisen, die zum Verstärken der Beleuchtung auf das Auge des Patienten gerichtet werden kann.

[0048] Bevorzugt sind die Position und/oder die Ausrichtung mindestens einer Lichtquelle einstellbar, so dass eine solche Position und/oder Ausrichtung der Lichtquelle gewählt werden können, bei denen der Kontrast der Aufnahme möglichst hoch ist.

[0049] Aus dem gleichen Grund ist es möglich, dass vor der Lichtquelle mindestens ein Polarisationsfilter und/oder Farbfilter vorgesehen ist.

[0050] In einer vorteilhaften Variante weist die Vorrichtung eine Anlageeinheit für den Kopf eines Patienten auf. Diese Anlageeinheit kann beispielsweise eine Kinnstütze und eine Stirnstütze umfassen, oder auch seitliche Anlagenelemente. Sie dient dazu, den Kopf des Patienten und insbesondere seine Augen gegenüber der Vorrichtung und deren Kamera in eine

stabile Position zu bringen. Auf diese Weise stimmen die Bildausschnitte zwischen verschiedenen Aufnahmen besonders gut überein.

[0051] Zweckmäßigerweise sind die Belichtungszeit und/oder die Repetitionsrate der mit der Kamera erstellten Aufnahmen an der Vorrichtung einstellbar. Sie können so auf die bei der Messung herrschenden Umstände, beispielsweise die Stärke der Beleuchtung, und an das Verhalten der Kontaktlinse auf dem Auge angepasst werden, um möglichst aussagekräftige Messungen zu erhalten.

[0052] Bevorzugt weist die Vorrichtung selbst eine Rechneinheit auf, die zur Ermittlung der Lagedaten aus den Aufnahmen und zur Berechnung der aus den Lagedaten zu gewinnenden Werte dient.

[0053] Ferner kann in der Vorrichtung eine Wellenfrontanalysevorrichtung vorgesehen sein, mit der am Patientenauge mit oder ohne aufsitzender Kontaktlinse Wellenfrontmessungen durchgeführt werden können. Insbesondere kann die Wellenfrontanalysevorrichtung über einen gemeinsamen Taktgeber mit der Kamera synchronisiert werden, damit die Lagedaten gleichzeitig mit der Wellenfrontmessung gewonnen werden.

#### Ausführungsbeispiel

[0054] Im folgenden wird die Erfindung anhand einer Zeichnung dargestellt. Es zeigen:

[0055] Fig. 1 eine Vorderansicht eines Patientenauges mit aufgesetzter Kontaktlinse,

[0056] Fig. 2 eine schematische Darstellung der Kontaktlinse und der Pupille des Auges,

[0057] Fig. 3 eine im erfindungsgemäßen Verfahren gewonnene Häufigkeitsverteilung eines Messwertes in X-Richtung, und

[0058] Fig. 4 eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zum Durchführen des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Anpassen von Kontaktlinsen an ein Auge.

[0059] In Fig. 1 ist ein Auge 1 eines Patienten dargestellt, auf das eine Kontaktlinse 2 aufgesetzt ist. Vom Auge selbst sind folgende Teile dargestellt: Die Pupille 3, die Iris 4, das Oberlid 5 und das Unterlid 6. [0060] An dem Verlauf der jeweiligen Ränder der Iris 4 und der Kontaktlinse 2 ist zu erkennen, dass die Kontaktlinse 2 nicht mittig vor der Iris 4 sitzt, sondern seitlich verschoben ist. Da die Pupille 3 stets konzentrisch mit der Iris 4 ist, liegen in dieser Situation auch die Mittelpunkte der Kontaktlinse 2 und der Pupille 3 nicht übereinander.

[0061] Bei der zum Anpassen aufgesetzten Kontaktlinse 2 handelt es sich meist um eine hydratisierte, weiche Kontaktlinse. Das erfindungsgemäße Verfahren ist jedoch auch für harte Kontaktlinsen einsetzbar.

[0062] Die eingesetzte Kontaktlinse 2 ist richtungsstabilisiert und weist eine radiale Vorzugsrichtung auf, ihre sogenannte Achse 7. Die Lage der Achse 7 ist an der Kontaktlinse 2 durch Markierungen 8 ge-

kennzeichnet. Dabei kann es sich beispielsweise um Gravuren auf der Kontaktlinsenoberfläche handeln. Im dargestellten Fall sind peripher auf der Kontaktlinse 2, d.h. an deren Rand, fünf Markierungen 8 angebracht. Die vier äußeren bestehen in einem auf den Kontaktlinsenmittelpunkt weisenden Strich. Die mittlere Markierung 8 ist durch einen Querstrich hervorgehoben, so dass sie die Form eines Kreuzes hat. Durch diese mittlere Markierung 8 verläuft die Achse 7 der Kontaktlinse 2.

[0063] Richtungsstabilität kann bei einer Kontaktlinse 2 beispielsweise dadurch erzeugt werden, dass ihre optisch wirksame Zone 9 (vgl. Fig. 2) in der Draufsicht eine elliptische Form hat und sich an diese optische Zone 9 zu zwei Seiten hin abgeflachte Trageränder 10 anschließen. Bedingt durch den Schlag des Oberlides 5 richten sich die Trageränder 10 der Kontaktlinse 2 im Wesentlichen nach unten oder oben aus. Bei einer sphärischen Kontaktlinse 2, bei der die optische Zone 9 in jeder Richtung die gleiche Brechkraft hat, besteht eine Vorzugsrichtung der Kontaktlinse in der Verbindungslinie durch die Markierung 8 und den Kontaktlinsenmittelpunkt. Diese Vorzugsrichtung definiert die Achse 7 der Kontaktlinse 2.

[0064] Die in Fig. 1 gezeigte Ansicht ist Teil einer fotografischen Aufnahme 11, die im erfindungsgemäßen Verfahren erstellt werden kann. Sie ist begrenzt durch ihren Rand 12. In einer Ecke der Aufnahme 11 ist ein XY-Koordinatensystem 13 gezeigt. Seine X-beziehungsweise Y-Achsen liegen auf den Rändern 12 der Aufnahme 11. Sie sind so gewählt, dass die X-Achse in horizontaler Richtung und die Y-Achse in vertikaler Richtung liegen.

[0065] In Fig. 2 ist eine Kontaktlinse 2 dargestellt, die zur Richtungsstabilisierung eine elliptische optische Zone 9 und abgeflachte Trageränder 10 aufweist. Der Umfang der Trageränder 10 und damit der Kontaktlinse 2 ist kreisförmig und legt den Kontaktlinsenmittelpunkt 15 als Zentrum dieses Kreises fest. Die Achse 7 der Kontaktlinse 2 verläuft radial vom Kontaktlinsenmittelpunkt 15 zur Markierung 8 auf dem unteren Tragerand 10, die die Achslage der Kontaktlinse 2 kennzeichnet. Die Markierung 8, beispielsweise eine Gravur auf der Kontaktlinsenoberfläche, hat hier die Form eines Kreuzes mit einem verlängerten Arm 16. Die Markierung 8 liegt genau auf der Achse 7. Durch den verlängerten Arm 16 hat die Markung 8 eine Vorzugsrichtung, die mit der Achse 7 zusammenfällt und auf den Kontaktlinsenmittelpunkt 15 weist.

[0066] In Bezug auf den Ursprung des Koordinatensystems 13 hat der Kontaktlinsenmittelpunkt 15 die Koordinaten  $(X_c, Y_c)$ . Sie können bestimmt werden, indem durch drei beliebige Punkte A, B und C auf dem Kontaktlinsenrand ein Kreis hindurchgelegt wird und die Koordinaten des Mittelpunktes dieses Kreises bestimmt werden.

[0067] In Fig. 2 ist ferner die kreisförmige Pupille 3 des Auges 1 dargestellt. Der Pupillenmittelpunkt 17

liegt im Koordinatensystem 13 (vg. Fig. 1) bei den Koordinaten  $(X_p, Y_p)$ . Diese Koordinaten können in analoger Weise zu denjenigen des Kontaktlinsenmittelpunktes 15 bestimmt werden, indem durch drei Punkte E, F und G auf dem Rand der Pupille 3 ein Kreis hindurchgelegt wird und die Koordinaten des Kreismittelpunktes ermittelt werden. Durch den Pupillenmittelpunkt 17 verläuft die optische Achse des Auges 1.

[0068] In der dargestellten Situation ist die Kontaktlinse 2 gegenüber der Pupille 3 dezentriert, d.h. die Mittelpunkte 15, 17 der Kontaktlinse 2 und der Pupille 3 stimmen nicht überein. Die Dezentrierung in X- beziehungsweise Y-Richtung ergibt sich als

$$\Delta X = X_c - X_p \text{ bzw.}$$

$$\Delta Y = Y_c - Y_p.$$

[0069] Der Absolutbetrag D der Dezentrierung ergibt sich daraus als

$$D = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2}$$

[0070] Fig. 3 zeigt ein Diagramm einer Häufigkeitsverteilung der im erfindungsgemäßen Verfahren gewonnenen Messwerte für die Dezentrierung  $\Delta X$  in X-Richtung. Auf der Abszisse dieses Diagramms sind die gemessenen Dezentrierungen  $\Delta X$  eingetragen. Sie sind in äquidistanten Intervallen 1 zusammengefasst. Jedes Intervall 1 kann beispielsweise einem Bereich von 0,1 mm entsprechen. Die Ordinate gibt die Häufigkeit P an, mit der aus einer Mehrzahl von Messungen ein Wert  $\Delta X$  in einem bestimmten Intervall 1 auftrat.

[0071] Der Mittelpunkt desjenigen Intervalls 1, in dem die meisten Messwerte liegen, ist mit  $X_0$  bezeichnet. Er gibt das Maximum der in Fig. 3 gezeigten Häufigkeitsverteilung an.

[0072] Fig. 4 zeigt ein Schema einer für das erfindungsgemäße Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen 2 an ein Auge 1 einsetzbaren Vorrichtung 20.

[0073] Für den Kopf des Patienten ist an der Vorrichtung 20 eine Anlageeinheit 21 vorgesehen. Sie kann beispielsweise eine Kinnstütze und/oder eine Stirnstütze umfassen und dient dazu, den Kopf des Patienten und insbesondere sein Auge 1 gegenüber der Vorrichtung 20 in eine stabile Position zu bringen. Eine Kamera 22 kann so ausgerichtet werden, dass ihr Bildfeld das Auge 1 des Patienten erfasst. Im bevorzugten Ausführungsbeispiel wird als Kamera 22 eine Digitalkamera verwendet, die über eine zentrale Recheneinheit 23 der Vorrichtung 20 angesteuert und ausgelesen wird. Die Recheneinheit 23 umfasst neben einem Rechner 24 auch einen Speicher 25 und einen Taktgeber 26. An die Recheneinheit 23 ist ein Monitor 27 angeschlossen.

[0074] An der Vorrichtung 20 ist eine gerichtete Lichtquelle 28 vorgesehen, deren Position und/oder Ausrichtung über eine Einstelleinheit 29 einstellbar ist. Das von der Lichtquelle 28 ausgestrahlte Licht wird von einer Filtereinheit 30 gefiltert. Dabei kann die Filtereinheit 30 beispielsweise Farbfilter und/oder Polarisationsfilter umfassen. Mit gestrichelten Linien ist angedeutet, dass die Lichtquelle 28, ihre Einstelleinheit 29 und die Filtereinheit 30 von der zentralen Recheneinheit 23 der Vorrichtung 20 ansteuerbar sein können. So können beispielsweise die Beleuchtungsstärke eingestellt werden, die Position und/oder Ausrichtung der Lichtquelle 28 vorgegeben werden oder rechnergesteuert verschiedene Filter gegeneinander ausgetauscht werden. Die Lichtquelle 28 ist eine IR-Lichtquelle oder hat zumindest einen starken Infrarot-Anteil, da sich damit die Pupille des Auges 1 weitet, ohne dass sich der Patient geblendet fühlt.

[0075] Im dargestellten Ausführungsbeispiel weist die Vorrichtung 20 zudem eine Wellenfrontanalyseeinheit 31 auf. Sie dient zum Vermessen der Wellenfront des Auges 1 mit oder ohne aufsitzender Kontaktlinse 2. Als Wellenfrontanalyseeinheit 31 kann beispielsweise ein Hartmann-Shack-Sensor verwendet werden. Auch die Wellenfrontanalyseeinheit 31 ist im gezeigten Ausführungsbeispiel von der Recheneinheit 23 ansteuerbar und auslesbar. Der Taktgeber 26 der Recheneinheit 23, der die Messzeitpunkte vorgibt, ermöglicht eine Synchronisation der Kamera 22, der Wellenfrontanalyseeinheit 31 und gegebenenfalls auch der Lichtquelle 28.

[0076] Die Vorrichtung 20 weist ferner zwei Strahlteiler 32 auf, mittels derer die optischen Achsen der Kamera 22, der Wellenfrontanalyseeinheit 31 und der Lichtquelle 28 koaxial zueinander ausgerichtet werden können. Insbesondere können die Lichtwege 33 so justiert werden, dass sie das Auge 1 des Patienten erfassen.

[0077] Eine Bearbeitungsstation 34 für Kontaktlinsen 2 oder Kontaktlinsenrohlinge, die patientenspezifische Kontaktlinsen 2 herstellt und dabei die im erfindungsgemäßen Verfahren berechneten Werte berücksichtigt, kann außerhalb der Vorrichtung 20 liegen. Bevorzugt ist sie jedoch in die Vorrichtung 20 integriert.

[0078] Im Folgenden wird ein bevorzugter Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Anpassen von Kontaktlinsen 2 an ein Auge 1 beschrieben.

[0079] Zum Anpassen steht ein Satz von Anpasslinsen zur Verfügung, dessen Linsen 2 alle richtungsstabilisiert sind und sphärische Werte in Abständen von einer oder zwei Dioptrien (dpt) aufweisen. Der Anpasslinsensatz kann mehrere unterschiedliche Linsen der gleichen Stärke enthalten, z.B. mit unterschiedlichen Innenradien oder Durchmessern. Ferner kann er auch torische Linsen enthalten.

[0080] Aus diesem Anpasslinsensatz wird eine Kontaktlinse 2 ausgewählt, die den Patienten möglichst gut korrigiert. Die Kontaktlinse 2 wird auf das Auge 1 des Patienten aufgesetzt. Handelt es sich um eine

weiche Kontaktlinse, so muss sie vorher hydratisiert werden. Nach einer Eintragezeit von etwa einer halben Stunde hat die Kontaktlinse 2 eine stabile Lage auf dem Auge 1 eingenommen.

[0081] Der Patient legt seinen Kopf an die Anlageeinheit 21 an. Beispielsweise liegt dabei sein Kinn auf einer Kinnstütze und seine Stirn an einer Stirnstütze. Sein Auge 1 hat damit eine definierte Position gegenüber der Vorrichtung 20. Der Bediener des Gerätes, beispielsweise ein Augenarzt, ein Optiker oder eine Hilfskraft, justiert die Kamera 22, die Lichtquelle 28 und die Wellenfrontanalyseeinheit 31 so, dass sie jeweils das Auge 1 des Patienten erfassen. Diese Justage kann dadurch erleichtert werden, dass das Bild der Kamera 22 kontinuierlich auf dem Monitor 27 ausgegeben wird. Auf dem Monitor 27 kann der Bediener zudem kontrollieren, ob das Bild scharf ist und der Kontrast ausreicht, um die Ränder der Kontaktlinse 2 und der Pupille 3 sowie die Markierungen 8 auf der Kontaktlinse 2 zu erkennen. Ist dies nicht der Fall, so kann mittels der Einstelleinheit 29 die Position oder Ausrichtung der Lichtquelle 28 verändert werden oder ein anderer Filter in der Filtereinheit 30 ausgewählt werden. Wenn der Kontrast ausreicht, kann auf einen Filter auch verzichtet werden.

[0082] Sobald die Justagearbeiten beendet sind, werden Messungen durchgeführt. Der Taktgeber 26 der Recheneinheit 23 gibt eine Vielzahl von Messzeitpunkten vor. Die Frequenz und die Anzahl dieser Messzeitpunkte sind vom Bediener einstellbar. Beispielsweise können 50 Messungen mit einer Repetitionsrate von 10 Hz durchgeführt werden, so dass die gesamte Dauer der Messungen 5 Sekunden beträgt. Zu jedem Messzeitpunkt erstellt die Kamera 22 eine digitale Aufnahme 11 vom Patientenauge 1. Simultan dazu führt die Wellenfrontanalyseeinheit 31 jeweils eine Messung der Wellenfront des Patienten Auges 1 mit aufsitzender Kontaktlinse 2 durch. Die digitalen Aufnahmen 11 und die Ergebnisse der Wellenfrontmessung werden an die Recheneinheit 23 übergeben und auf dem Speicher 25 gespeichert. Da die Wellenfront durch ein Zernike-Polynom darstellbar ist, genügt es zur Darstellung der Wellenfront, den Pupillendurchmesser und die Koeffizienten der einzelnen Terme des Zernike-Polynoms zu speichern. Dies sind die sogenannten Zernike-Amplituden.

[0083] Aus den erstellten Aufnahmen 11 werden diejenigen Aufnahmen aussortiert, auf denen die Pupille 3 zumindest teilweise vom Augenlid 5 verdeckt ist, da diese Aufnahmen keine zuverlässige Bestimmung der Lagedaten erlauben. Dazu ist ein Computerprogramm vorgesehen, das feststellt, ob auf einer Aufnahme 11 die gesamte Pupille 3 sichtbar ist. Die Pupille 3 ist deutlich dunkler als die sie umgebende Iris 4 und kann daher durch ein bilderkennendes Computerprogramm leicht gefunden werden.

[0084] Vorzugsweise handelt es sich bei den mit der Kamera 22 erstellten Aufnahmen 11 um Schwarzweiß-Aufnahmen, um Speicherplatz zu sparen und die Rechengeschwindigkeit zu erhöhen.

[0085] Aus den nicht aussortierten Aufnahmen 11 werden ebenfalls mittels eines Computerprogramms die Lagedaten der Kontaktlinse 2 zu jedem Messzeitpunkt ermittelt. Je nach Rechenaufwand kann dies entweder sofort im Anschluss an das Erstellen jeder einzelnen Aufnahme 11 oder nach dem Ende einer Vielzahl von Messungen erfolgen.

[0086] Zunächst werden die Koordinaten ( $X_c$ ,  $Y_c$ ) des Kontaktlinsenmittelpunktes 15 und ( $X_p$ ,  $Y_p$ ) des Pupillenmittelpunktes 17 bestimmt. Dazu wird jeweils ein Kreis an den Rand der Kontaktlinse 2 und an den Rand der Pupille 3 angepasst und die Lage des Kreismittelpunktes bestimmt. Das Anpassen des Kreises kann entweder durch einen Bediener erfolgen, der auf dem Monitor 27 einen Kreis in der gewünschten Größe und Lage zeichnet, oder mittels eines Computerprogrammes, das die Koordinaten von mindestens drei Punkten auf dem jeweiligen Rand feststellt und einen Kreis passender Größe durch diese drei Punkte hindurchlegt. Aus den gemessenen Koordinaten, die auf das Koordinatensystem 13 der Aufnahme 11 bezogen sind (vgl. Fig. 1), werden die horizontalen und vertikalen Dezentrierungen  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$  der Kontaktlinse 2 gegenüber dem Pupillenmittelpunkt 17 berechnet.

[0087] Die Achslage 7 der Kontaktlinse 2 kann auf unterschiedlichen Wegen bestimmt werden. Jeder Weg kann sowohl von einem Bediener, als auch von einem bilderkennenden Computerprogramm ausgeführt werden. Hat die Markierung 8 auf der Kontaktlinse 2 eine bestimmte Vorzugsrichtung, wie beispielsweise den verlängerten Arm 16 des Kreuzes in Fig. 2, so muss lediglich diese Vorzugsrichtung erkannt werden. Da sie auf der Achse 7 der Kontaktlinse 2 liegt, haben im Koordinatensystem 13 beide die gleiche Ausrichtung.

[0088] Eine zweite Möglichkeit zur Bestimmung der Achslage 7 besteht darin, die Koordinaten einer über der Achse 7 liegenden Markierung 8 und des Kontaktlinsenmittelpunktes 15 zu ermitteln. Die Verbindungsgerade durch diese beiden Punkte entspricht der Achse 7 der Kontaktlinse 2.

[0089] Sind an der Kontaktlinse 2 zwei oder mehr Markierungen 8 angebracht, deren Positionen auf der Kontaktlinse 2 bekannt sind, so besteht eine dritte Möglichkeit zur Messung der Achslage 7 in der Bestimmung der Koordinaten von mindestens zwei der Markierungen 8. Aus diesen Koordinaten kann anschließend auf die Lage der Achse 7 zurückgeschlossen werden.

[0090] Aus jeder Aufnahme 11 können auf diese Weise sowohl die Daten der (translatorischen) Dezentrierung und (rotatorischen) Achslage der Kontaktlinse 2 ermittelt werden. Die Achslage 7 wird üblicherweise im sogenannten Tabo-Schema dargestellt. In Fig. 2 nimmt die Kontaktlinse 2 eine Achslage von etwa 300° ein.

[0091] Aus den gemessenen Lagedaten kann nun jeweils ein Wert errechnet werden. Der Wert wird separat für die horizontale Dezentrierung  $\Delta X$ , die verti-

kale Dezentrierung  $\Delta Y$  und die Achslage berechnet. Als aussagekräftiger Wert kann beispielsweise der Mittelwert über alle Messwerte gebildet werden. Er sagt aus, in welcher Lage sich die Kontaktlinse 2 im Mittel während der gesamten Messzeit befunden hat. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Kontaktlinse 2 diese Lage am häufigsten auf dem Auge 1 des Patienten einnehmen wird.

[0092] Ein anderer, ebenfalls aussagekräftiger Wert ist das Maximum einer Häufigkeitsverteilung der Messwerte. Dazu werden die Messwerte, wie in Fig. 3 gezeigt, in Intervalle 1 eingeteilt und eine Häufigkeitsverteilung gebildet. Das Maximum  $X_0$  dieser Häufigkeitsverteilung sagt aus, welche Lage die Kontaktlinse 2 am häufigsten auf dem Auge 1 eingenommen hat. Diese Methode lässt Messwerte unberücksichtigt, bei denen die Lagedaten vom Maximum der Häufigkeitsverteilung abweichen. Dies kann vor allem in Hinblick auf die Messung der vertikalen Dezentrierung  $\Delta X$  vorteilhaft sein. Bedingt durch den Lidschlag ist die Bewegung der Kontaktlinse 2 auf dem Auge 1 in vertikaler Richtung am stärksten.

[0093] Das Maximum der Häufigkeitsverteilung der Messwerte wird etwa mit der Ruhestellung übereinstimmen, die die Kontaktlinse 2 zwischen zwei Lidschlägen einnimmt. Diese Ruhestellung kann jedoch noch genauer dadurch ermittelt werden, dass die Lagedaten von jeweils zwei benachbarten Messzeitpunkten voneinander subtrahiert werden und das Minimum dieser Differenzen ermittelt wird. Die Einnahme der Ruhestellung der Kontaktlinse 2 ist gleichbedeutend damit, dass sich ihre Lagedaten von einem Messzeitpunkt zum nächsten nur geringfügig ändern.

[0094] In einer bevorzugten Variante des Verfahrens werden für die horizontale Dezentrierung und die Achslage jeweils die Mittelwerte berechnet, während für die vertikale Dezentrierung  $\Delta Y$  wegen der stärkeren Bewegung der Kontaktlinse 2 in dieser Richtung das Maximum der Häufigkeitsverteilung der Messwerte berechnet wird.

[0095] Die auf diese Weise berechneten Werte können auf verschiedene Weisen weiter verwendet werden. Eine Möglichkeit besteht darin, eine Mehrzahl unterschiedlicher Kontaktlinsen 2 auf dem Patientenauge 1 zu vermessen. Anschließend kann diejenige Kontaktlinse 2 ausgewählt werden, die in horizontaler und/oder vertikaler Richtung die geringste Dezentrierung aufweist. Eine solche Auswahl war bisher nur durch Ausprobieren möglich. Je geringer die Dezentrierung, desto geringer ist auch das beim Sehen induzierte Prisma. Die Auswahl einer geeigneten Kontaktlinse kann noch weiter verbessert werden, indem aus den Lagedaten die Größe der Standardabweichung berechnet wird und daraufhin diejenige Kontaktlinse 2 ausgewählt wird, bei der die Standardabweichung ein Minimum aufweist. Dies sagt aus, dass diese Kontaktlinse besonders zuverlässig in einer bestimmten Lage verharrt, statt auf dem Auge herumzuwandern. Eine Kontaktlinsenauswahl unter diesem Gesichtspunkt war bisher unmöglich.



# **Patentansprüche**

[0096] Noch wichtiger sind die aus den Lagedaten berechneten Werte im Hinblick auf eine Nachbearbeitung der Kontaktlinse 2 oder eines Kontaktlinsenrohrlings. Eine herkömmliche presbyopiekorrigierende Kontaktlinse 2 ist beispielsweise nur dann erfolgreich, wenn ihre optische Zone gegenüber dem Pupillenmittelpunkt 17 zentriert ist. Sind die Dezentrierung und/oder die Achslage der Kontaktlinse 2 mittels des vorliegenden Verfahrens berechnet, so können diese Werte in die patientenspezifische Anpassung und Bearbeitung einer Kontaktlinse 2 einfließen. Insbesondere kann die optische Zone 9 der Kontaktlinse 2 so korrigiert werden, dass sie exakt vor dem Pupillenmittelpunkt 17 ausgerichtet ist. Zudem können die Nah- und Fernbereiche einer multifokalen Kontaktlinse 2 so eingearbeitet werden, dass sie in der bevorzugten, mittleren Achslage 7 eine bestimmte Ausrichtung auf dem Auge 1 haben.

[0097] Bei der patientenspezifischen Bearbeitung einer Kontaktlinse können nicht nur die Lagedaten berücksichtigt werden, sondern auch die gemessene Wellenfront des Patienten Auges 1 mit aufsitzen der Kontaktlinse 2. Ist die Wellenfront zu mehreren Zeitpunkten gemessen worden, so kann aus den gemessenen Wellenfronten ein Mittelwert berechnet werden, der dann der Nachbearbeitung der Kontaktlinse oder eines Rohrlings zu Grunde gelegt wird. Alternativ dazu könnte diejenige gemessene Wellenfront bei der Nachbearbeitung berücksichtigt werden, bei deren Messzeitpunkt die Lage der aufgesetzten Kontaktlinse dem aus den Lagedaten berechneten Wert besonders gut entsprach. Dazu müsste das Minimum der Abweichung der gemessenen Lagedaten von den daraus berechneten Werten ermittelt werden.

[0098] Die patientenspezifische Nachbearbeitung einer Kontaktlinse 2 kann entweder an der auf dem Auge vermessenen Kontaktlinse erfolgen, oder an einem herstellungsgleichen Kontaktlinsenrohrling. Bei harten Kontaktlinsenmaterialien können beide Varianten eingesetzt werden. Bei weichen Materialien erfolgt die Bearbeitung bevorzugt an einem Rohling vor dessen Hydratisierung. Dabei muss ein angemessener Quelfaktor berücksichtigt werden.

[0099] Das vorstehend beschriebene Verfahren und die dafür eingesetzte Vorrichtung 20 können auf vielfache Weise abgeändert werden. Beispielsweise ist es möglich, in die Vorrichtung 20 eine Topographieanalyseeinheit zu integrieren, die die Topographie der Hornhautoberfläche des Auges 1 vermisst. Auch diese Daten könnten in eine Nachbearbeitung einer patientenspezifischen Kontaktlinse einfließen. Es wäre ferner denkbar, auf dem Auge 1 einen künstlichen Referenzpunkt aufzubringen. Die Lage der Kontaktlinse 2 könnte dann in Bezug auf diesen künstlichen Referenzpunkt gemessen werden.

[0100] Dabei könnte es sich um einen kleinen Farbpunkt handeln oder auch um eine durch einen Laserschuss eingebrachte Einkerbung.

1. Verfahren zum Anpassen von Kontaktlinsen (2) an ein Auge (1), dadurch gekennzeichnet, dass die Lage einer Kontaktlinse (2) auf dem Auge (1) über eine Mehrzahl von Messzeitpunkten ermittelt und aus den Lagedaten mindestens ein Wert errechnet wird, der anschließend einer Linsenbearbeitung oder -auswahl zu Grunde gelegt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagedaten die Dezentrierung ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) und/oder bei richtungsstabilisierten Kontaktlinsen die Achslage (7) der Kontaktlinse umfassen.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der errechnete Wert ein Mittelwert ist.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der errechnete Wert als Maximum einer Häufigkeitsverteilung der Messwerte bestimmt wird.

5. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der Lagedaten der Ort des Kontaktlinsenmittelpunktes (15) anhand des Randes der Kontaktlinse (2) und/oder mindestens einer Markierung (8) auf der Kontaktlinse bestimmt wird.

6. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Dezentrierung ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) der Kontaktlinse in horizontaler und/oder vertikaler Richtung gegenüber einem Referenzpunkt auf dem Auge bestimmt wird.

7. Verfahren nach wenigstens Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Dezentrierungsmessung der Pupillenmittelpunkt (17) als Referenzpunkt auf dem Auge (1) dient.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass anhand des Randes der Pupille (3) der Pupillenmittelpunkt (17) bestimmt wird.

9. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Dezentrierungsmessung ein künstlicher Referenzpunkt auf dem Auge (1) aufgebracht wird.

10. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Achslage (7) in einem auf das Auge (1) bezogenen x-y-Koordinatensystem (13) ermittelt wird, indem eine Vorzugsrichtung (16) einer an der Kontaktlinse (2) angebrachten Markierung (8) bestimmt wird.

11. Verfahren nach wenigstens einem der An-

sprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Achslage (7) in einem auf das Auge (1) bezogenen x-y-Koordinatensystem (13) ermittelt wird, indem die Koordinaten des Kontaktlinsenmittelpunktes (15) und einer an der Kontaktlinse (2) angebrachten Markierung (8) bestimmt werden.

12. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Achslage (7) in einem auf das Auge (1) bezogenen x-y-Koordinatensystem (13) anhand der Koordinaten von mindestens zwei an der Kontaktlinse angebrachten Markierungen (8) berechnet wird.

13. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Dezentrierungsdaten und die Achslagedaten zu denselben Messzeitpunkten ermittelt werden.

14. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an mindestens einem Messzeitpunkt mindestens eine fotografische Aufnahme (11) erstellt und aus der Aufnahme die Lagedaten der Kontaktlinse (2) ermittelt werden.

15. Verfahren nach wenigstens Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass während der Aufnahme im Wesentlichen von vorne einfallendes Licht eingesetzt wird.

16. Verfahren nach wenigstens Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass während der Aufnahme unter einem Winkel einfallendes Licht eingesetzt wird.

17. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an einem Messzeitpunkt schnell hintereinander mehrere fotografische Aufnahmen (11) erstellt werden, bei denen das Licht unter unterschiedlichen Winkeln einfällt, und dass aus der resultierenden Wanderung des Schattens einer Markierung (8) auf der Augenoberfläche die Lage der Markierung (8) auf der Kontaktlinse (2) ermittelt wird.

18. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass während der Aufnahmen polarisiertes Licht eingesetzt wird.

19. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass während der Aufnahmen monochromatisches Licht eingesetzt wird.

20. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass das Bildfeld der Aufnahmen (11) die gesamte Kontaktlinse (2) erfasst.

21. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahmen (11) mit einer Digitalkamera (22) erstellt werden.

22. Verfahren nach wenigstens Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahmen (11) gespeichert werden.

23. Verfahren nach wenigstens Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass Aufnahmen (11) spektral zerlegt werden.

24. Verfahren nach wenigstens Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass je zwei Aufnahmen (11) mit unterschiedlicher Beleuchtung voneinander subtrahiert werden.

25. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 19 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagedaten durch ein Computerprogramm ermittelt werden.

26. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass pro Aufnahme die Belichtungszeit höchstens 25 ms beträgt.

27. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahmen mit einer Repetitionsrate von wenigstens 5 Hz erstellt werden.

28. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 14 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass diejenigen Aufnahmen (11) aussortiert werden, auf denen die Pupille (3) zumindest teilweise vom Augenlid (5, 6) verdeckt ist.

29. Verfahren nach wenigstens Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahmen (11) mittels eines Computerprogramms aussortiert werden.

30. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der aus den Lagedaten berechnete Wert nur aus denjenigen Messzeitpunkten errechnet wird, bei denen sich die Kontaktlinse (2) zwischen zwei Lid-schlägen etwa in ihrer Ruhestellung befindet.

31. Verfahren nach wenigstens Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, dass zur Ermittlung der Ruhestellung der Kontaktlinse (2) die Differenzen zwischen den Lagedaten je zwei aufeinanderfolgender Messzeitpunkte gebildet und das Minimum der Differenzen und somit die Konvergenz in der Lage ermittelt wird.

32. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

dass über die zur Errechnung des Wertes aus den Lagedaten der Kontaktlinse (2) herangezogenen Messungen die Standardabweichung errechnet wird.

33. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass nach den Messungen derjenige Messzeitpunkt ermittelt wird, bei dem die gemessene mittlere Dezentrierung ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) und/oder Achslage (7) der Kontaktlinse (2) von dem errechneten Wert am geringsten abweicht.

34. Verfahren nach wenigstens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mit auf dem Auge (1) aufsitzender Kontaktlinse (2) an einem oder mehreren Messzeitpunkten eine Wellenfrontmessung durchgeführt wird.

35. Verfahren nach wenigstens Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, dass Wellenfrontmessungen und Messungen der Lage der Kontaktlinse (2) gleichzeitig erfolgen.

36. Verfahren nach wenigstens einem der Ansprüche 34 oder 35, dadurch gekennzeichnet, dass aus einer Mehrzahl von Wellenfrontmessungen an unterschiedlichen Messzeitpunkten ein Mittelwert gewonnen wird.

37. Vorrichtung (20) zur Durchführung eines Verfahrens gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, die sowohl eine Messeinheit zur Messung der Lage einer Kontaktlinse (2) auf einem Auge (1), als auch einen Rechner (24) zum Berechnen eines Wertes aus den Lagedaten aufweist.

38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine Kamera (22) aufweist.

39. Vorrichtung nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, dass die Kamera (22) eine Digitalkamera ist.

40. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 37 bis 39, dadurch gekennzeichnet, dass sie mindestens eine gerichtete Lichtquelle (28) aufweist.

41. Vorrichtung nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, dass die Position und/oder Ausrichtung mindestens einer Lichtquelle (28) einstellbar ist.

42. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 40 oder 41, dadurch gekennzeichnet, dass sie vor der Lichtquelle (28) mindestens einen Polarisations- und/oder Farbfilter (30) aufweist.

43. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 37 bis 42, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine Anlageeinheit (21) für den Kopf eines Patienten aufweist.

44. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 38 bis 43, dadurch gekennzeichnet, dass die Belichtungszeit und/oder die Repetitionsrate der mit der Kamera (22) erstellten Aufnahmen (11) einstellbar sind.

45. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 37 bis 44, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine Wellenfrontanalysevorrichtung (31) aufweist.

46. Vorrichtung nach wenigstens Anspruch 45, dadurch gekennzeichnet, dass sie einen Taktgeber (26) zur Synchronisierung der Wellenfrontmessung und der Messung der Lagedaten aufweist.

47. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 37 bis 46, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine Bearbeitungsstation (34) zur Nachbearbeitung einer Kontaktlinse (2) oder eines Kontaktlinsenrohlings unter Berücksichtigung der errechneten Werte aufweist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

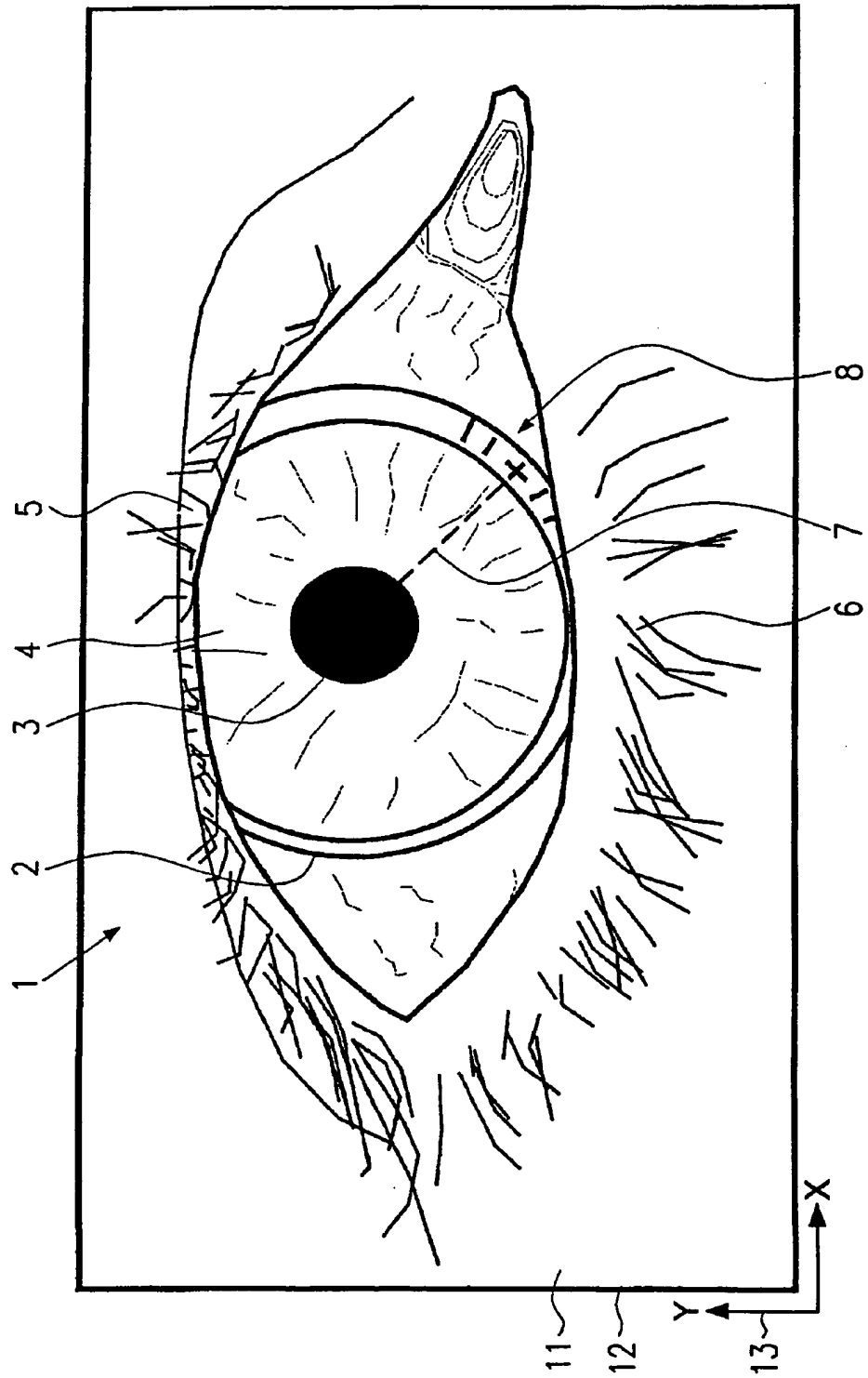


Fig. 1

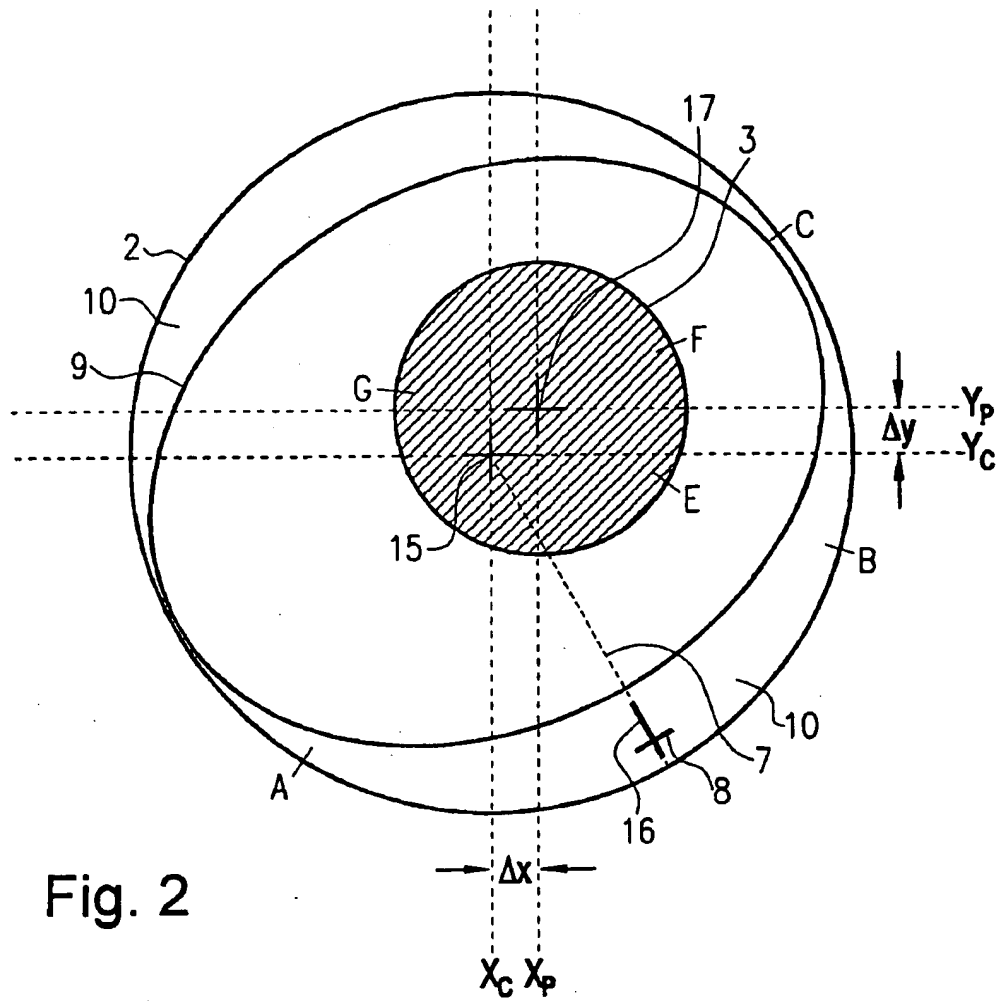


Fig. 2

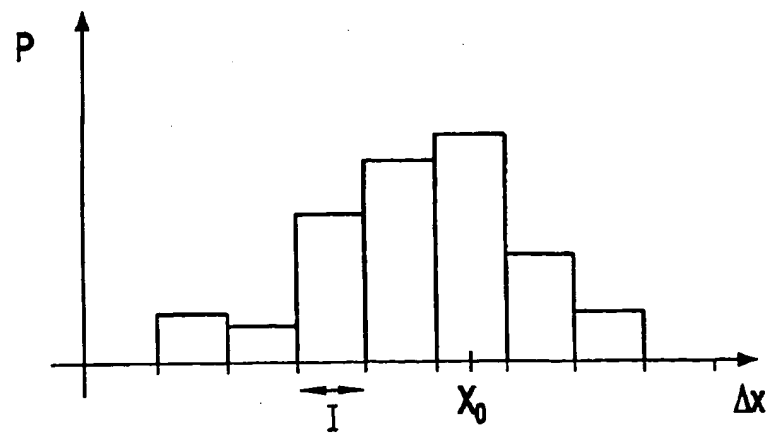


Fig. 3

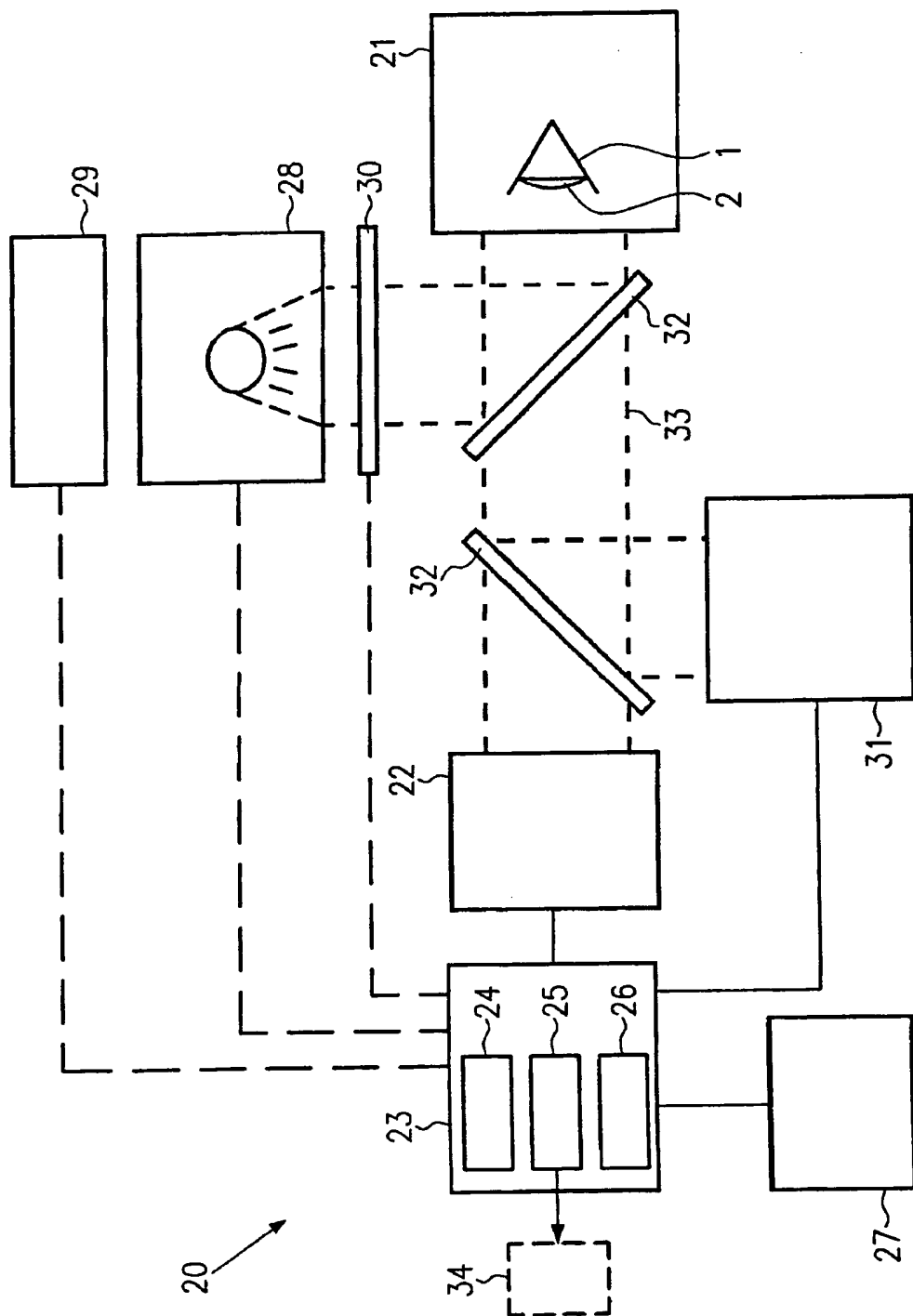


Fig. 4